

OSTROLENK, FABER, GERB & SOFFEN, LLP

Attorneys at Law

1180 Avenue of the Americas
New York, New York 10036-8403

(212) 382-0700

Telex
23 6925

Facsimile
(212) 382-0888

Cable
Ostrofaber NewYork

Express Mail #EL010289202US

Asst. Commissioner for Patents
Washington, DC 20231

OFGS File No. : P/16-251
Inventor : Mitsunobu OHNO et al
Title : ENDOSCOPE APPARATUS AND FUNCTION ADJUSTING
CIRCUIT FOR ENDOSCOPE
Assignee : Olympus Optical Co., Ltd.

Enclosed herewith please find the following documents in the above-identified application for United States Letters Patent:

25 Pages of Specification including Abstract and Claims (in Japanese)
10 Numbered Claims Calculated as Claims for Fee Purposes
12 Sheets of Drawing Containing Figures 1 to 14.
X Inventors Designation Sheet
X Priority is Claimed under 35 U.S.C. §119:
Convention Date January 21, 1999 for Japan Appln. S.N. 11-013328
 Certified Priority Application
 Verified Statement Claiming Small Entity Status under 37 C.F.R. §1.27.
 Assignment
X Return-Addressed Post Card

OFGS Check No. 90949, which includes the fee of \$690.00, calculated as follows:

Basic Filing Fee:	\$ 690.00
Additional Filing Fees:	
Total Number of Claims in Excess of 20, times \$18:	
Number of Independent Claims in Excess of 3, times \$78:	
One or More Multiple Dependent Claims: Total \$260.	
Total Filing Fees or	690.00
Total Filing Fee Reduced 50% for Small Entity:	
Assignment Recording Fee: \$40	
TOTAL Filing Fee and Assignment Recording Fee:	<u>\$ 690.00</u>

In the event the actual fee is greater than the payment submitted or is inadvertently not enclosed, or if any additional fee during the prosecution of this case is not paid, the Patent and Trademark Office is authorized to charge the underpayment to Deposit Account No. 15-0700.

EXPRESS MAIL CERTIFICATE

Respectfully submitted,

I hereby certify that this correspondence is being deposited with the United States Postal Service as Express Mail Post Office to Addressee (mail label #EL010289202US) in an envelope addressed to: Asst. Commissioner for Patents, Washington, D.C. 20231, on January 18, 2000:

Dorothy Jenkins
Name of Person Mailing Correspondence

Dorothy Jenkins
Signature

January 18, 2000
Date of Signature

Steven I. Weisburd
Registration No.: 27,409
OSTROLENK, FABER, GERB & SOFFEN, LLP
1180 Avenue of the Americas
New York, New York 10036-8403
Telephone: (212) 382-0700

FIG. 1

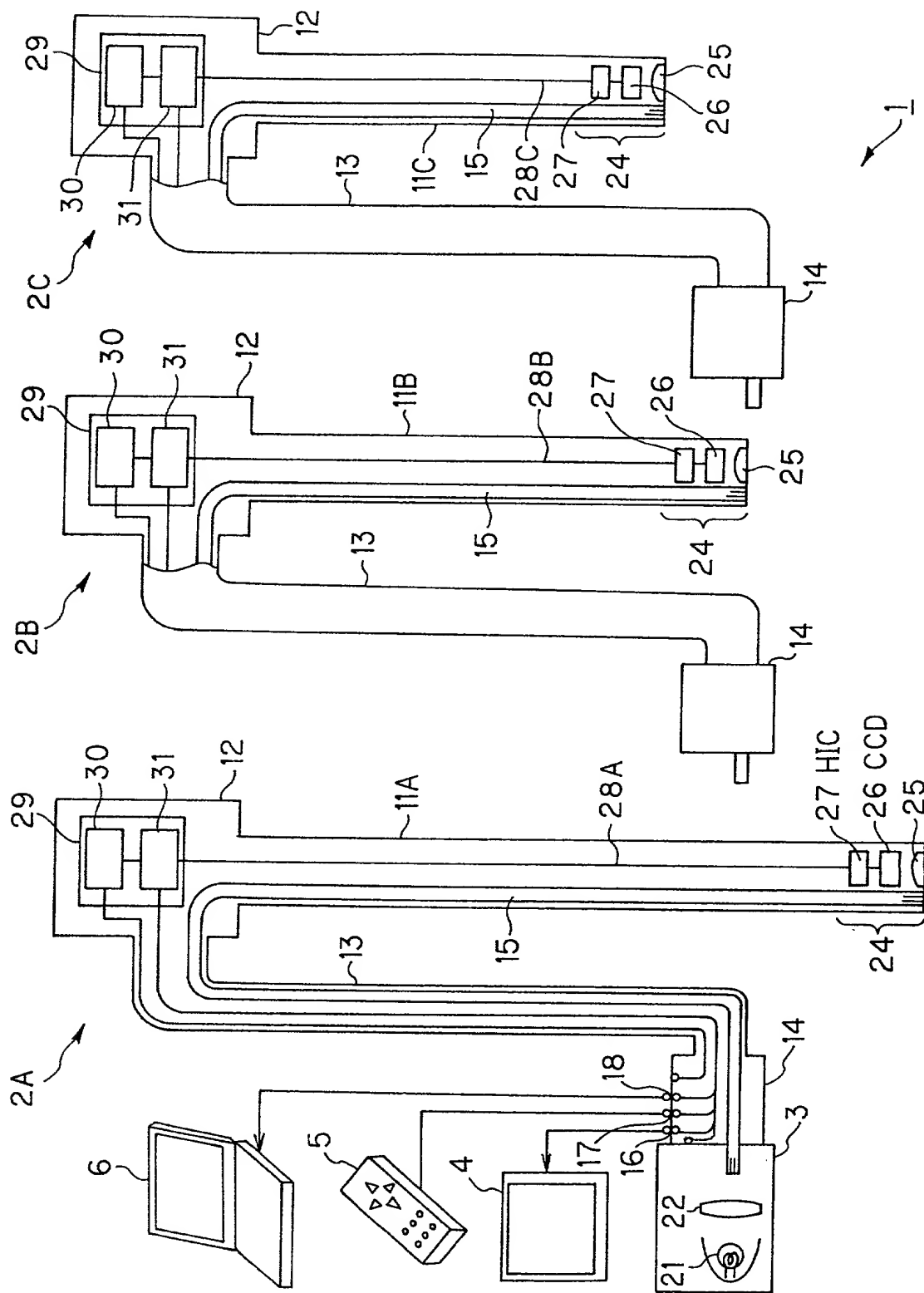


FIG.3

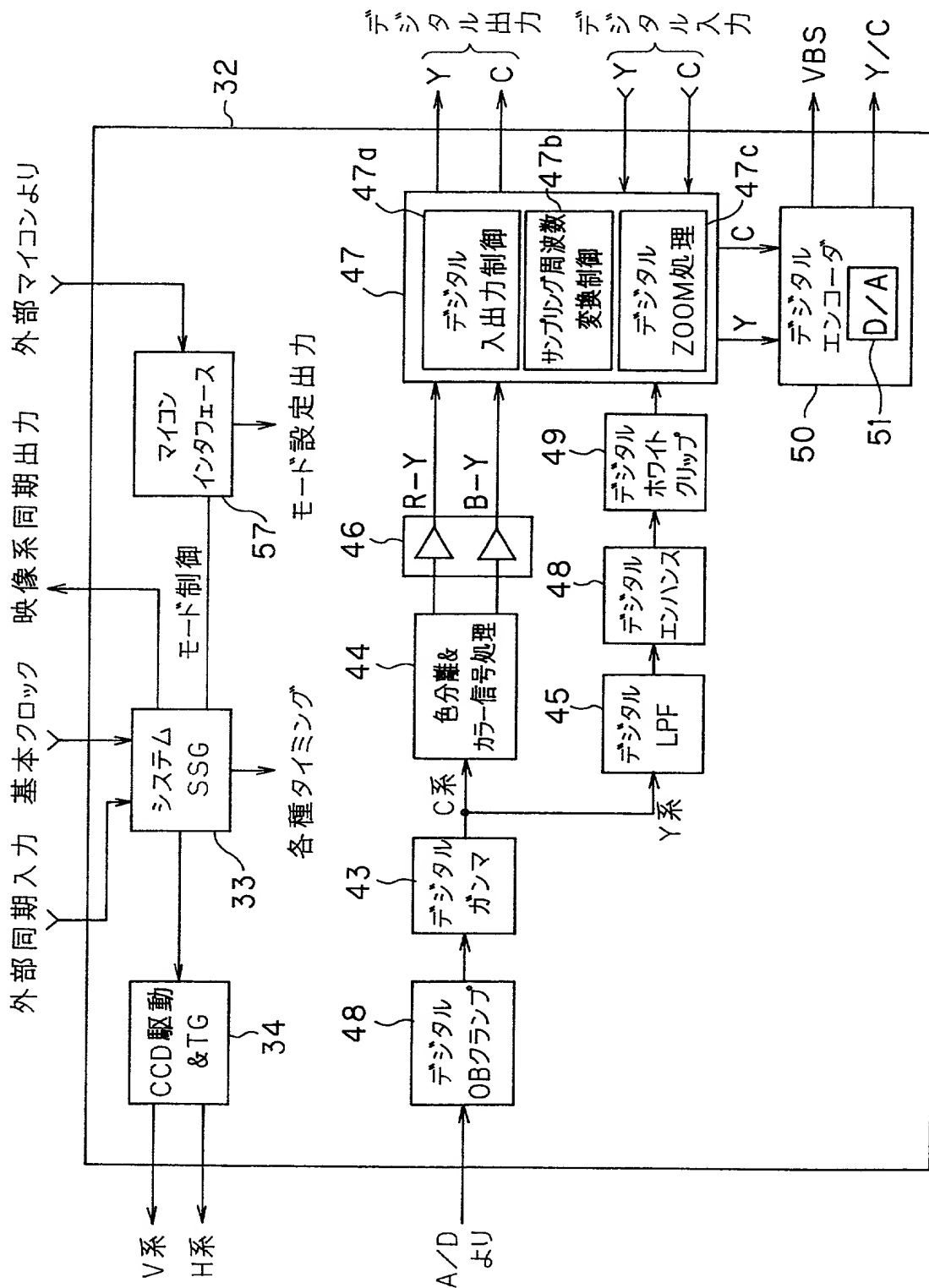


FIG.4

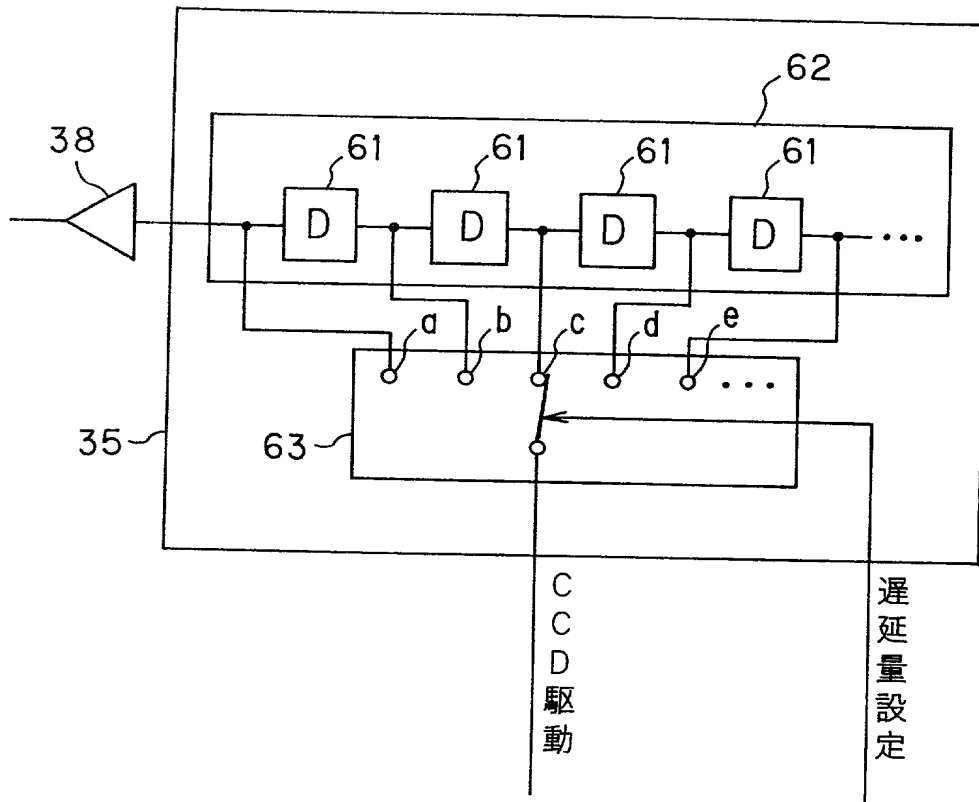


FIG.5

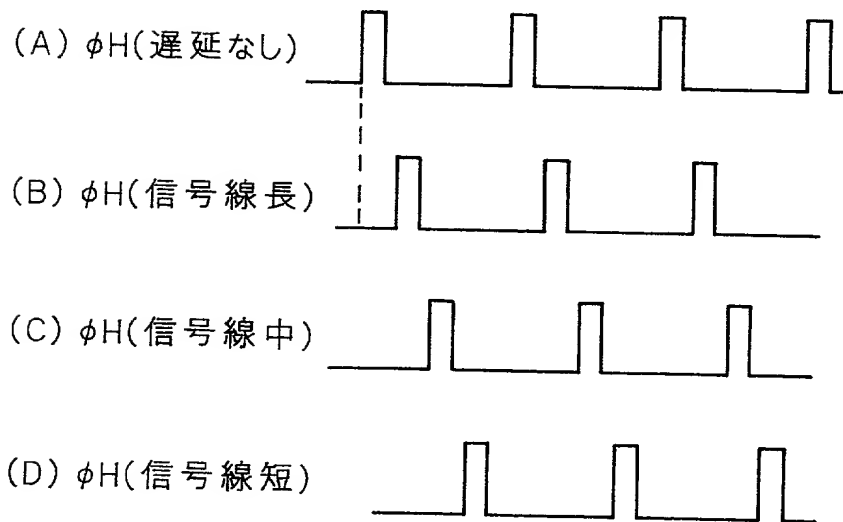


FIG.6

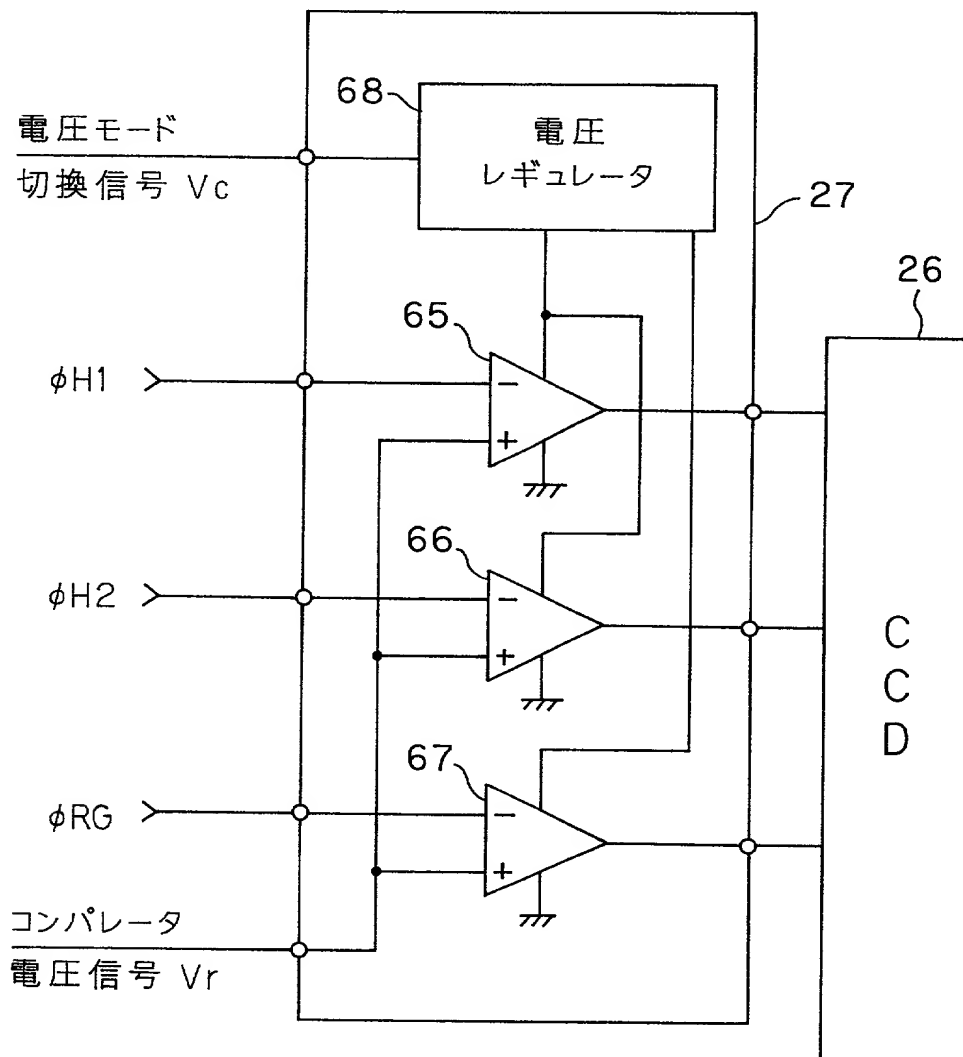


FIG.7

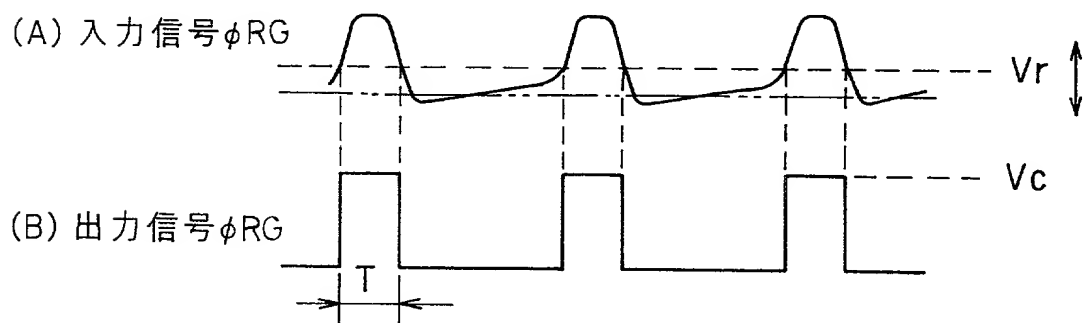


FIG.10

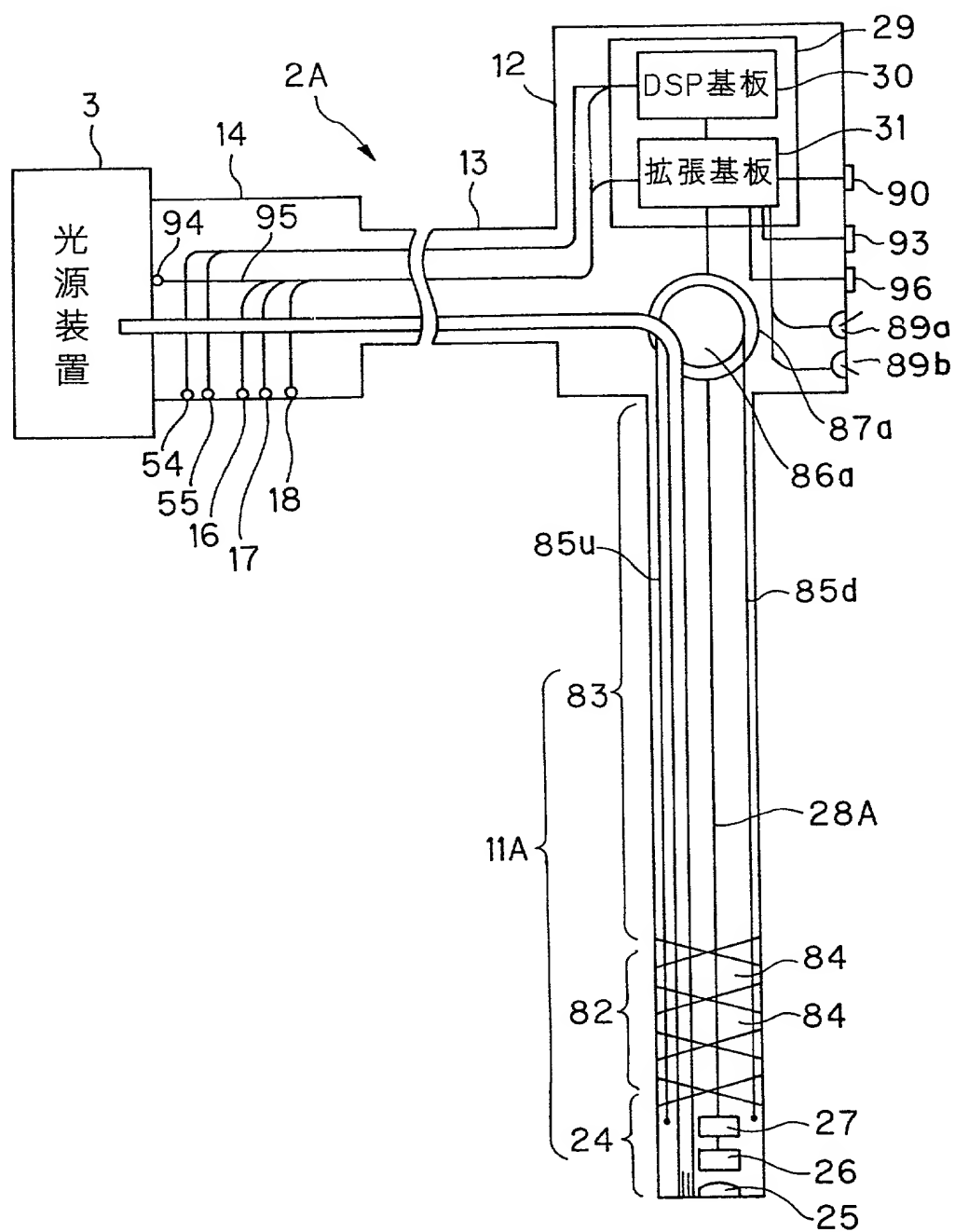
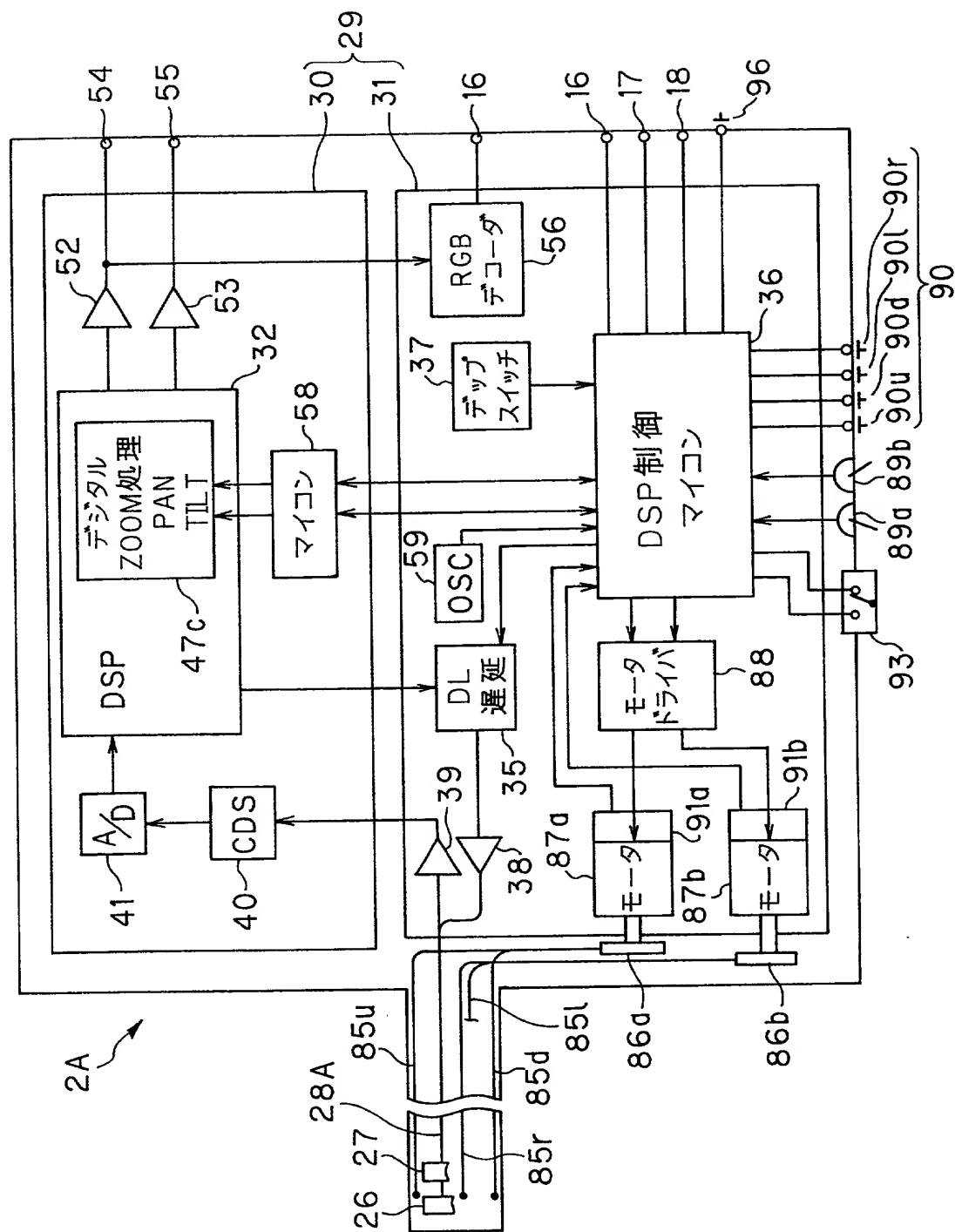
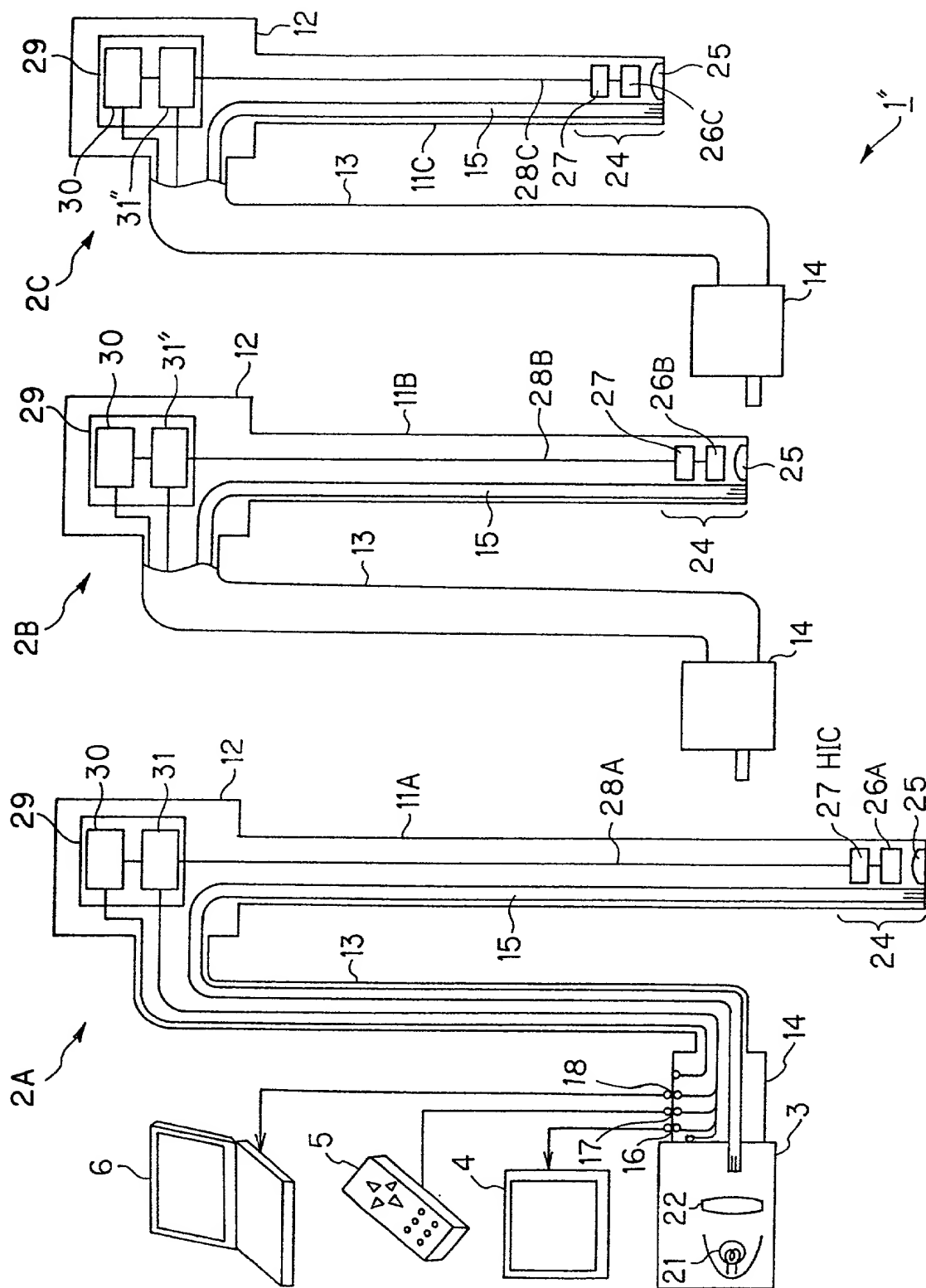


FIG. 11





内視鏡装置及び内視鏡用機能調整回路

BACKGROUND OF THE INVENTION

Field of the Invention:

本発明は、汎用の映像信号処理回路に対し、内視鏡に内蔵した場合の固体撮像素子に適合した信号処理機能等の調整或いは拡張機能を設けた内視鏡装置及び内視鏡用機能調整回路に関する。

Related Art Statement:

撮像素子を備えた内視鏡装置は、例えば日本国特開昭63-283277号公報に記載されているように、挿入部内に挿通されるケーブルによる信号遅延、C D 駆動パルスの波形補正などが必要になり、内視鏡装置の回路が複雑化する傾向にある。

そのため、上記従来の技術は、撮像素子を駆動し、かつ撮像素子の出力信号に対する信号処理を行う信号処理回路の全てを、内視鏡側に内蔵した構成にしている。撮像素子を備えた内視鏡は、上記信号処理回路といっても、C D S 回路やA G C 回路、A / D コンバータ、エンコーダ回路などの各回路が必要となる。

このように、従来の技術では、内視鏡に内蔵させる信号処理回路をそれぞれの内視鏡専用として開発し用意する必要があるため、上記した各回路もその都度開発し用意しなければならず、汎用性がないという不具合があった。すなわち、多品種少量生産に対応することが必要な現在では、内視鏡を多品種生産すると、この内視鏡の種類に応じてそれぞれの回路も新規に開発し用意する必要があり、そのため開発費が増大するという問題があった。

OBJECTS AND SUMMARY OF THE INVENTION

本発明の目的は、多品種の内視鏡に対しても低コストで対応できる信号処理回路を備えた内視鏡装置及び内視鏡用機能調整回路を提供することを目的とする。

本発明の他の目的は、挿入部長等が異なる多品種の内視鏡の場合に対しても共通の汎用映像信号処理回路に内視鏡特有の内視鏡用機能調整回路を付加すること

で対処できるようにして、低コストで実現できるようにした内視鏡装置及び内視鏡用機能調整回路を提供することにある。

本発明は、内視鏡の挿入部の先端に固体撮像素子を設け、かつ内視鏡内部に前記固体撮像素子を駆動し、該固体撮像素子の出力信号に対して標準の映像信号を生成する信号処理回路とを設けた内視鏡装置において、

前記固体撮像素子を駆動する駆動信号発生機能と、前記固体撮像素子の出力信号に対して信号処理して標準の映像信号を出力する信号処理機能とを有する汎用映像信号処理回路と、

前記汎用映像信号処理回路と接続され、前記挿入部の先端に設けた固体撮像素子に適合する信号処理を行うために、前記汎用映像信号処理回路における駆動信号処理機能及び信号処理機能との少なくとも一方を変更する機能変更回路を有する内視鏡用機能調整回路と、

により前記信号処理回路を構成する。

また、本発明は、内視鏡に内蔵された固体撮像素子を駆動すると共に、該固体撮像素子の出力信号に対して信号処理して標準の映像信号を出力する汎用映像信号処理回路と接続される内視鏡用機能調整回路において、

前記固体撮像素子を内蔵する内視鏡に応じて、前記汎用映像信号処理回路における駆動信号処理機能及び信号処理機能との少なくとも一方を変更する機能変更回路を備えている。

本発明のその他の特徴と利益は、次の説明を以て充分明白になるであろう。

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

図 1 ないし図 7 は本発明の第 1 実施例に係り、図 1 は本内視鏡システムの全体構成を示す構成説明図、

図 2 は内視鏡装置の構成を示す構成説明図、

図 3 は DSP の内部構成を示すブロック図、

図 4 は DL 遅延回路の構成を示す回路図、

図 5 は図 4 の回路図の作用を説明する作用説明図、
図 6 は H I C 回路の構成を示す回路図、
図 7 は図 6 の回路図の作用を説明する作用説明図、
図 8 及び図 9 は本発明の第 2 実施例に係り、図 8 は内視鏡システムの全体構成を示す構成説明図、
図 9 は内視鏡装置の構成を示す構成説明図、
図 10 及び図 11 は本発明の第 3 実施例に係り、図 10 は内視鏡装置の構成を示す構成説明図、
図 11 は内視鏡装置の電気系の構成を示す構成説明図、
図 12 及び図 13 は本発明の第 4 実施例に係り、図 12 は内視鏡システムの全体構成を示す構成説明図、
図 13 は内視鏡装置の電気系の構成を示す構成説明図、
図 14 は本発明の第 5 実施例に係る内視鏡装置の電気系の構成を示す構成説明図。

DETAILED DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

(第 1 実施例)

図 1 ないし図 7 は本発明の第 1 実施例に係り、図 1 は第 1 の実施の形態を備えた内視鏡システムの全体構成を示し、図 2 は内視鏡装置の構成を示し、図 3 は D S P の内部構成を示し、図 4 は D L 遅延回路の構成を示し、図 5 は図 4 の作用説明図を示し、図 6 は波形整形用ハイブリッド I C の構成を示し、図 7 は図 6 の作用説明図を示す。

図 1 に示すように本発明の第 1 の実施例を備えた内視鏡システム 1 は、それぞれ撮像手段を内蔵して複数の内視鏡 2 A、2 B、2 C と、接続される内視鏡 2 I (I = A, B, C) に対し、照明光を供給する光源装置 3 と、内視鏡 2 I に接続され、撮像された内視鏡画像を表示する例えば液晶表示モニタ 4 と、内視鏡 2 I の外部リモート端子に着脱自在で接続され、ズーム操作を行う操作リモートコントロール装置 (以下、操作リモコンと略記) 5 と、内視鏡 2 I のシリアル端子に

着脱自在で接続され、データの送受を行う例えばパーソナルコンピュータ（以下、パソコンと略記）６とから構成される。

内視鏡２Ｉは、それぞれ長さが異なる細長の挿入部１１Ｉと、この挿入部１１Ｉの後端に設けられた操作部１２と、この操作部１２の側部から延出されたユニバーサルケーブル１３とを有し、このユニバーサルケーブル１３の端部のコネクタ１４から突出するライトガイド１５の入射端部を光源装置３に着脱自在で接続することができるようになっている。

また、このコネクタ１４に設けた映像端子１６、外部リモート端子１７、シリアル端子１８には、それぞれ接続ケーブルを介して液晶表示モニタ４、操作リモコン５、パソコン６とが接続されるようになっている。

光源装置３内部にはハロゲンランプ等のランプ２１が設けられ、このランプ２１で発光した白色の光はコンデンサレンズ２２で集光され、ライトガイド１５の端面に照射される。

そして、内視鏡２Ｉ内に挿通されたライトガイド１５により伝送された照明光は、挿入部１１Ｉの先端部２４の照明窓に取り付けられたライトガイド先端面から前方に出射され、患部等の被写体を照明する。

先端部２４には、照明窓に隣接して観察窓（撮像窓）が設けてあり、この観察窓には対物レンズ２５が取り付けられてあり、その結像位置には電荷結合素子（ＣＣＤと略記）２６が配置され、光学像を光電変換する。つまり、本実施例における内視鏡２Ｉは挿入部１１Ｉの先端部２４にＣＣＤ２６を設けた電子内視鏡である。

なお、ＣＣＤ２６の撮像面（感光面）には、図示しないモザイクフィルタ等の色分離フィルタが配置され、例えば各画素単位で色分離するようになっている。

また、本実施例では、先端部２４内、つまりＣＣＤ２６に近く波形整形回路機能を備えたハイブリッド集積回路（ＨＩＣと略記）２７が配置され、ＣＣＤ２６を駆動するために信号線２８Ｉを介して伝送されたＣＣＤ駆動信号の波形を成形してＣＣＤ２６に印加するようにしている。

このＣＣＤ２６は、信号線２８Ｉを介して操作部１２内部に設けた映像信号処理回路としてのカメラコントロールユニット部（ＣＣＵ部と略記）２９と接続さ

れている。

本実施例では、このCCU部29は汎用基板としてデジタルシグナルプロセッサ(DSPと略記)を搭載して標準の映像信号を生成する機能を備えたDSP基板30と、このDSP基板30と接続して内視鏡特有の機能に対応できる機能調整(機能変更)手段或いは機能拡張手段を付加等した機能調整/拡張回路基板31Iとから構成される。

このDSP基板30は、標準の映像信号を生成する機能を備えているので、例えばDSP基板30(CCD駆動回路)に直接CCD26を(或いは短いケーブルで)接続しDSP基板30の映像信号出力端にモニタを接続すれば、そのモニタにCCD26で撮像された画像を表示することができる。

つまり、本実施例では、CCD26に対してCCD駆動信号を発生するCCD駆動機能と、このCCD駆動信号の印加により、CCD26から出力されるCCD駆動信号に対して信号処理して標準の映像信号を生成する映像信号処理機能とを備えたDSP基板30に対して、例えば挿入部11Iの長さが異なる(従ってCCD26とCCU部29までの信号線28Iの長さに依存する信号遅延量が発生する)内視鏡2Iの場合に必要なとされる機能(例えば信号遅延量の影響を解消する機能)に対応する機能変更或いは機能拡張手段を設けた機能調整/拡張回路基板31を接続して、挿入部長(ケーブル長)が異なる内視鏡2I(換言すると、挿入部長が異なる内視鏡2Iにおける挿入部先端に設けたCCD26に応じて、そのCCD26に適合する信号処理)に対応できるような構成にしている。

本実施例では、機能調整/拡張回路基板31は挿入部長(ケーブル長)によりその設定値が内視鏡2A(挿入部長が異なる場合の挿入部11Iの先端に配置したCCD26)に応じて異なっているが、挿入部長が異なる場合にも共通の機能調整/拡張回路基板31で対処できるようにして、低コスト化できるようにしている。

なお、本実施例では、光源装置3内の図示しない電源回路からCCU部29に動作に必要な電源が供給されるようになっている。

図2は例えば内視鏡2Aの場合での内視鏡装置の電気系の構成を示す。DSP基板30は、図3に示すような(CCD駆動機能及び)信号処理機能を備えたD

SP32を有し、このDSP32のシステム信号発生回路（システムSSG回路と略記）33のタイミング信号に同期してCCD駆動信号及びタイミング信号（TGと略記）を生成するCCD駆動&TG回路34のCCD駆動信号及びタイミング信号は機能調整／拡張回路基板31に設けたディレイライン遅延回路（DL遅延回路と略記）35に入力され、DSP制御マイクロコンピュータ（DSP制御マイコンと略記）36からの遅延量設定信号によりDL遅延回路35でケーブル長（信号線長）に対するタイミング補正がされる。

例えばDSP制御マイコン36は、例えばディップスイッチ37と接続されており、該ディップスイッチ37のON/OFFの組み合わせによる複数ビットにより対応する遅延量設定信号をDSP制御マイコン36はDL遅延回路35に出力する。

このディレイライン遅延回路35の出力信号は、駆動アンプ38により増幅された後、信号線28Aを構成する駆動信号線28Aaを経てHIC27に印加され、このHIC27により波形整形された後、その付近に配置されたCCD26に印加される。

このCCD26は、CCD駆動信号の印加により、光電変換されたCCD出力信号が読み出され、信号線28Aを構成する出力信号線28Abを経て、機能調整／拡張回路基板31内のプリアンプ39で増幅された後、DSP基板30内の相関二重サンプリング回路（CDS回路と略記）40に入力され、CCD出力信号における信号成分が抽出される。

後述するようにCDS回路40では、DL遅延回路35によるCCD駆動信号に対する信号遅延により、信号遅延がない場合と同様な適切なタイミングで信号部分がサンプリングパルスでサンプリングされて信号成分の抽出が行われる。

このCDS回路40の出力信号は、A/D変換回路41によりデジタル信号に変換された後、DSP32により構成されるデジタルオプチカルブラッククランプ回路（デジタルOBクランプ回路と略記）42に入力され、CCD26の全面素における遮光されたOB部での出力信号レベルを黒レベルに設定する処理が行われた後、デジタルガンマ回路43に入力される。

上記CDS回路40の出力信号は、上記デジタルガンマ回路43によりガンマ

補正が施された後、色分離及びカラー信号処理を行う色分離&カラー信号処理回路44とデジタルローパスフィルタ回路（デジタルLPF回路と略記）45とに入力される。

また、上記信号は、色分離&カラー信号処理回路44により色分離及びカラー信号処理された色信号Cとしての色差信号 $R-Y$ と $B-Y$ （UとV）とはホワイトバランス用可変アンプ回路46に入力され、ホワイトバランス調整された後、デジタル入出力の制御を行うデジタル入出力制御部47aと、サンプリング周波数変換の制御を行うサンプリング周波数変換制御部47bと、デジタルZOOM処理を行うデジタルZOOM処理部47cとの機能を備えたデジタル制御&処理部47に入力される。

なお、本実施例では、ホワイトバランス用可変アンプ回路46は光源装置3のランプ21を光源ランプとした場合に対してホワイトバランス調整を行うようにしている。

また、デジタルLPF回路45に入力された信号は、このデジタルLPF回路45によりデジタルの輝度信号Y成分が抽出された後、デジタルエンハンス回路48に入力され、水平及び垂直のエンハンス処理がされた後、デジタルホワイトクリップ回路49に入力され、ホワイトレベルがクリップされた後、デジタル制御&処理部47に入力される。

このデジタル制御&処理部47から出力されるデジタルの輝度信号Y及び色信号Cは、デジタルエンコーダ回路50に入力され、輝度信号Y、色信号C及び同期信号が重畳されたデジタルの複合映像信号（コンポジット信号）VBSと、輝度信号Y及び色信号Cを分離したY/C分離信号（Y/Cコンポーネント信号）に変換され、さらにその内部のD/A変換回路51によりアナログの複合映像信号VBSとY/C分離信号に変換され、図2のバッファアンプ52、53を経てそれぞれ複合映像信号出力端54及びY/C分離映像信号出力端（S端子）55から出力する。

また、バッファアンプ52を経た複合映像信号VBSは、機能調整／拡張回路基板31内のRGBデコーダ56に入力され、液晶モニタ4を駆動するRGB信号に変換されて液晶モニタ4に入力され、被写体像をカラー表示する。

上記デジタル制御&処理部47は、デジタルの輝度信号Yと色信号C（色差信号R-Y，B-Y或いはU，V）とを $Y:U:V=4:2:2$ （又は $Y:U:V=4:2:0$ ）の形式で出力すると共に、 $Y:U:V=4:2:2$ （又は $Y:U:V=4:2:0$ ）の形式で入力されるデジタルの輝度信号Yと色信号Cとに対する制御及び信号処理を行う機能を備えている。

また、DSP基板30には、DSP32とその内部のマイコンインタフェース57を介して双方向の情報送受を行うマイコン58が設けてある。このマイコン58は、機能回路基板31のDSP制御マイコン36と例えばシリアルインタフェースを介して接続されており、このDSP制御マイコン36を介してDSP32の動作モードを変更或いは設定することができるようにしている。

なお、DSP32のシステムSSG回路33には、DSP基板30に設けた例えば水晶発振回路59から例えばCCD26の画素を読み出すのに使用する基本クロックが印加され、この基本クロックに同期して各種のタイミング信号を生成し、映像系同期信号も出力する。また、このシステムSSG回路33の外部同期信号入力端には、外部同期信号を入力してこの外部同期信号に同期した各種タイミング信号等も生成することができる。

また、本実施例では、DSP制御マイコン36は信号線28Acを介してHIC27と接続されており、このDSP制御マイコン36側からHIC27の波形整形の動作モードを変更できるようにしている。

図4はDL遅延回路35の構成例を示す。DL遅延回路35は、例えば一定の時間、遅延するディレイライン或いは遅延素子（図4ではDで略記）61を多数接続した遅延部62と、各ディレイライン61に接続された接点j（j=a，b，c，d，e…）を選択することにより遅延量を選択設定するマルチプレクサ（或いは選択スイッチ）63とから構成され、マルチプレクサ63による接点jの選択はDSP制御マイコン36からの遅延量設定信号により決定されるようにしている。

そして、前記DL遅延回路35は、例えば挿入部長、或いはケーブル長によるCCD駆動信号の遅れ及びCCD出力信号の時間遅延を補正するようにしている。

例えばケーブル長が最も長い内視鏡 2 A、中位の内視鏡 2 B、短い内視鏡 2 C では、CCD 駆動信号における水平転送信号 ϕH に対して示すと、図 5 (B)、(C)、(D) のように遅延時間を設定し、図 5 (A) に示す遅延を行わない場合 (CCU 部 2 9 に CCD 2 6 を設けた場合に相当) の (次の) 水平転送信号 ϕH よりもケーブル長による遅延時間分だけ、位相を前にずらすようにして CDS 回路 4 0 に CCD 出力信号が入力されるタイミングはケーブル長に依存しないで一致するようにしている。

このため、CDS 回路 4 0 では、(ケーブル長を考慮していないで図 5 (A) の場合の水平転送信号 ϕH のタイミングに適合する) CDS サンプリングパルスで信号成分を抽出する動作を行うと、(ケーブル長が異なる場合にも) CCD 出力信号における信号部分が入力されるタイミングでその信号部分を抽出することができる。

なお、図 5 では簡単化のため、ケーブル長が最も長い内視鏡 2 A の場合での信号遅延量は 1 画素分より小さいとして示しているが、1 画素分よりも信号遅延量が多い場合には 2 画素或いは 3 画素後の遅延を行わない場合の水平転送信号 ϕH の場合のタイミングと一致させるようにすれば良い。

なおまた、図 5 では水平転送信号 ϕH を示したが、この他にリセットゲートパルス ϕR 、垂直転送パルス ϕV も同様に DL 遅延回路 3 5 で時間遅延される。

このようにすることにより、CDS 回路 4 0 等は、遅延しないで CCD 出力信号が入力されるタイミングに一致するようになり、CCD 出力信号における信号成分を抽出できるようにしている。

なお、ディレイライン (遅延素子) 6 1 としては、バッファ等でも利用しても良く、このバッファの段数で遅延量を変えることができる。

また、CCD 2 6 に印加される CCD 駆動信号の波形は、ケーブル長により変形するので、本実施例では CCD 2 6 の近傍に波形整形用の HIC 2 7 を設け、CCD 駆動信号の波形を整形するようにしている。

図 6 は波形整形回路としての HIC 2 7 の構成例を示す。

この HIC 2 7 は、CCD 駆動信号における例えば 2 相の水平転送信号 $\phi H 1$, $\phi H 2$ とリセットゲート信号 $\phi R G$ とがそれぞれ入力されることにより、波形整

形して出力するコンパレータ 6 5、6 6、6 7 と、これらコンパレータ 6 5、6 6、6 7 による出力レベルを決定する電源レギュレータ 6 8 とからなる。

水平転送信号 $\phi H 1$ 、 $\phi H 2$ とリセットゲート信号 $\phi R G$ は、それぞれコンパレータ 6 5、6 6、6 7 の反転入力端に印加され、コンパレータ 6 5、6 6、6 7 の非反転入力端は共通のコンパレータ電圧信号 $V r$ が印加される。このコンパレータ電圧信号 $V r$ は D S P 制御マイコン 3 6 から信号線 2 8 A c を経て印加される。

また、電圧レギュレータ 6 8 にも、D S P 制御マイコン 3 6 から信号線 2 8 A c を経て電圧モード切換信号 $V c$ が印加される。この電圧モード切換信号 $V c$ は、C C D 2 6 の種類に対応して例えば“L”レベル或いは“H”レベルの電圧モード切換信号 $V c$ を電圧レギュレータ 6 8 に印加することにより、電圧レギュレータ 6 8 はそれに対応した電圧レベル（例えば 5 V 或いは 8 V）の電源電圧をコンパレータ 6 5、6 6、6 7 の電源端に印加する。そして、コンパレータ 6 5、6 6、6 7 から C C D 2 6 には、その駆動に必要な電圧レベルの C C D 駆動信号が印加される。

図 7 は図 6 の動作を示す説明図である。図 7 (A) に示すようにケーブルにより波形が変形した（コンパレータ）入力信号として、例えばリセットゲート信号 $\phi R G$ がコンパレータ 6 5 に入力されると、コンパレータ電圧信号 $V r$ と比較され、図 7 (B) に示す波形整形された出力信号 $\phi R G$ が出力される。

なお、図 7 はリセットゲート信号 $\phi R G$ の場合で示したが、水平転送信号 $\phi H 1$ 、 $\phi H 2$ の場合も同様に波形整形される。

このように本実施例はコンパレータ電圧信号 $V r$ のレベルを可変設定することにより、サグに影響されない適切なパルス幅 T のリセットゲート信号 $\phi R G$ 等を C C D 2 6 に印加することができる。例えば図 7 (A) の 2 点鎖線で示すレベルであると、サグの影響を受けて適切なリセットゲート信号 $\phi R G$ 等を C C D 2 6 に印加することができなくなる可能性があるが、本実施例ではケーブル長により、C C D 駆動信号の波形が変形してもそのケーブル長による波形変形に応じてコンパレータ電圧信号 $V r$ に設定することにより、ケーブル長に影響されないで、常に適切なパルス幅 T 等の C C D 駆動信号を C C D 2 6 に出力することができる。

従って、CCD出力信号からCDS回路40により信号成分を抽出する場合にも、抽出するタイミングがずれてしまうようなことを防止することもできる。

従って、本実施例によれば、挿入部長が異なる内視鏡2Iの挿入部11Iの先端部24にCCD26を設け、内視鏡2I内部のCCU部29までのケーブル長が異なる場合にも、各CCD26に適合する信号処理を行うことができる。

この場合、CCU部29は、共通のDSP基板30と、そのDSP基板30に対して挿入部長（ケーブル長）を考慮して駆動信号の遅延を行うその遅延量の値が異なるが共通の機能調整／拡張回路基板31を付加することで挿入部長が異なる場合の各CCDにも適合できるようにしているので、低コストで挿入部長が異なる内視鏡2Iにも対応できる。

（第2の実施例）

次に本発明の第2の実施例を図8及び図9を参照して説明する。図8は本発明の第2の実施例の内視鏡システム1'を示す。この内視鏡システム1'は図1の内視鏡システム1において、光源装置3として例えばメタルハライドランプ21Aを用いた光源装置3Aとキセノンランプ21Bを用いた光源装置3Bとのいずれでも使用できるようにしている。

メタルハライドランプ21Aとキセノンランプ21Bとでは、色温度（発光波長分布）が異なるので、互いに異なる設定状態のホワイトバランス調整が必要になる。このため、本実施例では、各内視鏡2Iには光源装置3Aと3Bとのいずれが使用された場合にもそれに対応したホワイトバランス状態に設定する手段をCCU部29に設けている。

本実施例では、CCU部29は第1の実施例と同じDSP基板30と、第1の実施例における機能調整／拡張回路基板31に光源装置3A、3Bに対応したホワイトバランス設定手段を設けた機能調整／拡張回路基板31'とから構成され、また例えば光源装置3A、3Bは固有の識別情報（ID情報）を発生する識別信号発生回路70A、70Bが設けてある。

そして、装着された場合の光源装置3A或いは3Bに設けた識別信号発生回路70A或いは70Bからの信号が、機能調整／拡張回路基板31'内の図9に示すDSP制御マイコン36に入力されるようにしている。

図9は内視鏡2Aに例えば光源装置3Aが接続された場合の電気系の構成例を示す。識別信号発生回路70Aは、例えば抵抗R_a（光源装置3Bでは抵抗R_b）で構成され、内視鏡2Aに光源装置3Aが接続されると、DSP制御マイコン36には例えば電源電圧V_{cc}を基準抵抗Rと抵抗R_aで分割した電圧レベルの光源ランプの種類（この場合にはメタルハライドランプ21A）を表す識別情報が入力される。

また、この機能調整／拡張回路基板31'には、光源ランプの種類に対応して複数の色信号のゲイン設定回路71が設けてあり、このゲイン設定回路71の出力はセクタ72を経た後、A/D変換器73、74でデジタル信号に変換されてDSP制御マイコン36に入力される（DSP制御マイコン36内部にA/D変換機能がある場合にはA/D変換器73、74は不要となる）。

具体的にはゲイン設定回路71は、メタルハライドランプ21Aの場合にホワイトバランスさせるように、例えばGの色信号を基準として残りのRとBとの色信号のゲインを設定するゲイン設定用トリマ抵抗75_rと76_rと、キセノンランプ21Bの場合にホワイトバランスさせる例えばRとBとの色信号のゲインを設定するゲイン設定用トリマ抵抗75_bと76_bとから構成されている。

Rの色信号のゲイン設定用トリマ抵抗75_r及び75_bと、Bの色信号のゲイン設定用トリマ抵抗76_r及び76_bとの信号はセクタ72を経た後、さらにA/D変換器73、74でデジタル信号に変換されてDSP制御マイコン36に入力される。

DSP制御マイコン36は、ID情報によりセレクト信号を生成し、セクタ72をID情報に対応した光源ランプ側のRゲイン及びBゲインを選択する。図8に示すように光源装置3Aが接続された場合には、その内部のメタルハライドランプ21Aを光源とした照明光の波長分布に対してホワイトバランスさせるゲイン設定用トリマ抵抗75_rと76_rによるRゲインとBゲイン（を規定する抵抗値の電圧値）がDSP制御マイコン36に入力されるようにする。

そして、このDSP制御マイコン36は、DSP基板31のマイコン58を介してDSP32のホワイトバランス用可変アンプ46のデュアル可変アンプ77、78にRゲイン制御信号とBゲイン制御信号とをゲイン制御端に印加して、

メタルハライドランプ21Aの場合に対してホワイトバランス状態となるように設定する。

また、前記DSP制御マイコン36は、マイコン58を介してDSP32に設けてあるオートホワイトバランス回路79の動作を停止させるようにオートゲイン停止信号をオートホワイトバランス回路79に印加する。このオートホワイトバランス回路79は、第1の実施例では説明を省略したものであるが、汎用の映像信号処理回路を行うDSP32に通常は設けられている。このオートホワイトバランス回路79は、自然光のもとで被写体からの反射光を撮像した信号における各色信号の平均値がバランスするようにRとBのゲインを調整して自動的にホワイトバランスさせるものである。

このため、本実施例では、自然光とは異なる各ランプの照明光の波長分布状態に対応して、精度の良いホワイトバランス設定をするようにしている。

なお、図9では例えば色分離回路44'は、図3の符号44～49をまとめて示し、また、ポストプロセス回路80は図3の制御&処理部47及びデジタルエンコーダ50をまとめて示している。また、図2の水晶発振回路59はOSC59で示されている。第2実施例では、その他については第1の実施例と同様の構成及び同様の作用効果を有する。

なお、本実施例では、各光源装置3A或いは3Bに固有のID情報を発生する手段を設けて使用する内視鏡2Iに実際に接続された光源装置3A或いは3Bに対応するホワイトバランス設定を行うようにしたが、図9の2点鎖線で示すように例えば各内視鏡2Iに光源装置3A或いは3Bに対応して切換える切換スイッチ81を設け、この切換スイッチ81の切換信号をDSP制御マイコン36に与えて、光源装置3A或いは3Bに対応したホワイトバランス設定を行う指示信号（或いはID情報）としても良い。

本実施例によれば、第1の実施例の作用効果の他に、さらに異なる色温度（発光波長分布）が異なる光源装置3A、或いは3Bを使用した場合にもそれに対応したホワイトバランス状態で内視鏡検査を行うことができる。

従って、この第2実施例では、体腔内患部或いは配管内部等を実際に観察した場合の色調を忠実に反映した画像表示を行うことができる。このため、例えば体

腔内患部等を診断する場合には適切な診断を行うことが容易となる。

また、本実施例では、光源装置 3 A 及び 3 B に対応したゲイン設定回路 7 1、セクタ 7 2、A/D 変換器 7 3、7 4 を設けたが、これらを設けなくて、例えばシリアル端子 1 8 にプログラム書き換え治具を接続して、このプログラム書き換え治具により DSP 制御マイコン 3 6 の動作プログラムを書き換えて、同様の作用を行わせるようにしても良い。

また、本実施例では、光源装置 3 A、或いは 3 B の発光ランプの波長分布を考慮したホワイトバランス設定を行う説明をしたが、CCD 2 6 の色分離フィルタのバラツキとかライトガイド 1 5 の波長に依存した伝送特性等を考慮して、ホワイトバランス調整することもできる。

例えば、図 8 において、ゲイン設定用トリマ抵抗 7 5 r と 7 6 r による R ゲインと B ゲインを個々の内視鏡 2 I 毎に光源装置 3 A、或いは 3 B に接続した場合に（基準となる白の被写体を撮像した状態で）ホワイトバランスする状態に設定しておけば、その内視鏡 2 I のライトガイド 1 5 及び CCD 2 6 の色分離フィルタの特性等を考慮した状態のホワイトバランス状態に設定できる。

従って、本実施例によれば、第 1 の実施例と同様に内視鏡 2 I に設けた各 CCD 2 6 にそれぞれ適合できると共に、さらに内視鏡 2 I に設けたライトガイド 1 5 の特性が異なる場合、内視鏡 2 I に接続する光源装置を変更等した場合にも、適切なホワイトバランス状態に設定できる。

この場合にも、第 1 の実施例のように共通の DSP 基板 3 0 と、設定状態が異なる共通の機能調整／拡張回路基板 3 1' で対応できるので、低コストで挿入部長が異なる内視鏡 2 I に対応できるし、さらに色分離フィルタ及びライトガイド 1 5 等にバラツキがある場合にもそのバラツキに左右されないで適切なホワイトバランス状態に設定できる。

（第 3 実施例）

次に、本発明の第 3 の実施例を図 1 0 及び図 1 1 を参照して説明する。図 1 0 は本発明の第 3 の実施例の内視鏡装置を内視鏡 2 A の場合でその概略の構成を示し、図 1 1 はその電気系の構成を示す。

本実施例は、例えば第 1 の実施例において、各内視鏡 2 I に電動湾曲機構を設

けたものである。

図10に示す内視鏡2Aの挿入部11Aは、先端部24と湾曲自在の湾曲部82と、可撓性の可撓部83とから構成されている。湾曲部82は、複数の関節駒84が互いに隣接する関節駒84同士をリベット等の回動自在の連結手段で縦列接続されて構成され、最先端の湾曲駒84には、対となる湾曲用のアングルワイヤ85u、85dの先端が上下方向に対応する位置にそれぞれ固定され、該アングルワイヤ85u、85dの後端は操作部12内に設けたプーリ86aに掛け渡してあり、このプーリ86aは上下湾曲用モータ87aに連結されている。

また、挿入部11A内における上記アングルワイヤ85u、85dと直交する左右方向に配置された左右湾曲用のアングルワイヤ85l、85r(図11参照)も、操作部12内でプーリ86bに掛け渡してあり、このプーリ86bは左右湾曲用モータ87bに連結されている。

図11に示すように両モータ87a、87bは、モータドライバ88により駆動され、このモータドライバ88はDSP制御マイコン36により制御される。

このDSP制御マイコン36は、上下及び左右湾曲方向操作ノブ89a、89bに接続され、該湾曲方向操作ノブ89a、89bを傾ける操作を行うことによりその操作方向に対応する指示信号がDSP制御マイコン36に入力され、DSP制御マイコン36はその指示方向に対応する制御信号をモータドライバ88に出力し、モータ87a或いは87bを回転させて、アングルワイヤ85u、85d、85l、85rを牽引して牽引されたアングルワイヤ85k(k=u, d, l, r)側に湾曲部82を湾曲させることができる。

この構成によると、手動によるアングルワイヤ85kの牽引による湾曲操作に比べて、電動駆動であるので、軽い操作で所望の方向に湾曲させることができる。

なお、湾曲方向操作ノブ89a、89bは、それぞれ上下及び左右に傾けることができるものであるが、上下左右の任意の方向に傾ける操作を行うことができる1本のジョイスティックで構成しても良い。

また、モータ87a、87bの例えば回転軸には、エンコーダ91a、91bが設けてあり、モータ87a、87bの回転量を検出してその検出した回転量をDSP制御マイコン36に入力する。そして、DSP制御マイコン36は、検出

された回転量から指示された湾曲量だけ湾曲されたか否かを判断できるようにしている。

また、エンコーダ 9 1 a、9 1 b により各湾曲方向の最大湾曲量を検出した場合にも、DSP 制御マイコン 3 6 はモータ 8 7 a、8 7 b の回転動作を停止させる。

また、本実施例では、DSP 3 2 内部に設けた信号処理により画像の拡大を行う ZOOM 処理部 4 7 c における PAN（上下方向の首振り）、TILT（左右方向の首振り）の機能を制御できるようにしている。

このために操作スイッチ部 9 0 が設けてあり、操作スイッチ部 9 0 を構成する上、下、左、右の各位置に設けたスイッチ 9 0 u、9 0 d、9 0 l、9 0 r の操作による指示信号が DSP 制御マイコン 3 6 に入力される。そして、指示された方向に観察画像を移動して、湾曲操作を行った場合と類似の機能を実現している。

また、本実施の形態ではさらに湾曲操作ノブ 8 9 a、8 9 b によるアングル操作機能と PAN、TILT の機能とを切り換える切換スイッチ 9 3 が設けてある。

そして、例えば湾曲操作ノブ 8 9 a、8 9 b によるアングル操作により最大湾曲させた後、この切換スイッチ 9 3 によりアングル操作機能側に設定した場合には、湾曲操作ノブ 8 9 a、8 9 b の操作により最大湾曲角以上に操作した場合にはさらに ZOOM 処理で PAN、TILT の機能を制御して最大湾曲角以上の方向を観察できるようにしている。

本実施例では、例えば湾曲操作ノブ 8 9 a、8 9 b、操作スイッチ部 9 0 等は図 1 0 に示すように内視鏡 2 A の操作部 1 2 に設けてある。

また、本実施例は、ZOOM 処理で PAN、TILT の機能を行った場合にニュートラル位置に戻す図示しないニュートラルスイッチを設けている。

さらにまた、図 1 0 に示すように光源装置 3 の電源端子 9 4 から電源線 9 5 を介して CCU 2 9 の DSP 基板 3 0 と機能調整／拡張回路基板（図 1 0 では拡張基板と略記）3 1 には、電源が供給されるようになっている。

また、例えば操作部 1 2 には、メイン電源スイッチ 9 6 が設けてある。なお、図 1 0 及び図 1 1 では内視鏡 2 A の場合での構成を示したが、他の内視鏡 2 B、2 C でも同様の構成である。その他は第 1 の実施例と同様の構成である。

本実施例では、湾曲方向操作ノブ 89 a、89 b を操作することにより、所望の方向に湾曲部 82 を湾曲させることができるようにしている。

また、操作スイッチ部 90 を操作して湾曲方向操作ノブ 89 a、89 b による最大湾曲角以上の方向の観察も行うことができる。さらに、切換スイッチ 93 の操作により、湾曲方向操作ノブ 89 a、89 b のみの操作で最大湾曲角以上の方向の観察も行うことができるようにして、操作性を向上している。

この場合、この切換スイッチ 93 を P A N, T I L T 側にすれば湾曲方向操作ノブ 89 a、89 b でも単独に P A N, T I L T の操作できる。

湾曲部 8 2 を湾曲等させる動作は以下のようになる。

湾曲方向操作ノブ 89 a、89 b を動かすとまず DSP 制御マイコン 36 はモータ 87 a 或いは 87 b を動かし、アングル操作を行なうように命令する。アングル角限界までモータ 87 a 或いは 87 b が回るとエンコーダ 91 a 或いは 91 b の出力でモータ 87 a 或いは 87 b は停止する。

DSP制御マイコン36はモータ87a或いは87bの回転停止後、DSP32のZOOM処理部47cのPAN、TILTに信号を送り、湾曲方向操作ノブ89a、89bの湾曲指示方向に適するPAN、TILT操作を行う。

このように電動湾曲とデジタルPAN、TILT機能を関連させると、湾曲方向操作ノブ89a、89b側のみの操作で最大湾曲角以上の方向を観察することができ、操作が簡単となる。

また、システム電源OFF時の操作はDSP制御マイコン36は、CCU部29の映像出力させた制御状態のまま、このDSP制御マイコン36は電動アングルを（湾曲部82が）ストレートになる状態に戻してから、図示しないDC出力（電源）を切る。このように自動操作することで、アングル機構に無理な力をかけずに、挿入部11Iを被検体より抜去させることができる。

電源、CCU部29、電動アングルを制御するDSP制御マイコン36の関連制御により実現できる効果である。

また、外部のパソコン 6 からも通信によってアングルを動かすことが可能であり、外部のパソコン 6 の画像処理機能を使って高度なアングル自動動作が実現できる。

なお、別の操作SWを用いて単独にデジタルPAN, TILTを動かすようにすることも可能である。

本実施例によれば、第1の実施例の効果の他に操作部12に設けた湾曲方向操作ノブ89a、89bを操作することにより、所望の方向に湾曲部82を簡単に湾曲させることができる。

また、操作スイッチ部90を操作してZOOM処理部47cのPAN, TILTによる観察を行うことができる。

なお、本実施例では、DSP32によるZOOM機能(ZOOM, PAN, TILT)と、電動アングルとの関連制御をDSP制御マイコン36で関連して行うように制御しているが、例えば切換スイッチ93を設けなくて、湾曲方向操作ノブ89a、89bの操作では電動アングルの湾曲、操作スイッチ部90の操作ではデジタルZOOM処理によるPAN, TILTをそれぞれ独立して行うようにしても良い。

(第4の実施例)

次に本発明の第4の実施例を図12ないし図14を参照して説明する。本実施例は例えば第3の実施例において、さらに画素数が異なるCCDに対応した信号処理を行えるようにしたものである。

図12は本発明の第4の実施例を備えた内視鏡システム1"の構成を示す。本実施例では例えば内視鏡2AのCCD26Aと内視鏡2BのCCD26Bと内視鏡2CのCCD26Cはそれぞれ画素数が異なる。

CCD26A、26B、26Cの縦横ともその画素数は例えばCCD26A(の画素数) > 26B(の画素数) > 26C(の画素数)であるとして説明する。つまり、CCD26Aが最大画素数のCCDであるとする。

そして、最大画素数のCCD26Aの内視鏡2Aの場合の構成は、図11と同様であるとし、その説明を省略する。

この場合、最大の画素数のCCD26Aを採用したDSP基板30では水晶発振器59は最大の画素数のCCD26Aの場合に対応した周波数の基本クロックで発振する。

これに対し、最大画素数のCCD26Aより少ない画素数のCCD26B或い

は26Cでは最大画素数のCCD26Aの場合の機能調整／拡張回路基板31と一部構成が異なる機能調整／拡張回路基板31''を採用することにより、異なる画素数の場合にも標準の映像信号を生成して、液晶モニタ4に出力できるようにしている。

このCCD26B（或いは、26C）を採用した内視鏡2B（或いは2C）の電気系の構成を図13に示す。

図13に示す内視鏡2Bは、図11の内視鏡2Aの場合のDSP基板30に搭載されたDSP32内のデジタル入出力制御部47aから出力されるデジタルの輝度信号Y及び色信号C（色差信号U，V）を機能調整／拡張回路基板31''に設けたフレームメモリ97に一時格納し、このフレームメモリ97から標準の映像周期で読み出し、D／A変換部98でアナログの輝度信号Y及び色信号Cに変換し、さらにRGBエンコーダ99でRGB信号に変換し、映像出力端16から出力するようにしている。

このフレームメモリ97は、例えば最大の画素数のCCD26A（実際にはCCD26Bでも良いが、次の実施の形態でもそのまま利用できるようにCCD26Aとする）の場合に対する記憶容量のフレームメモリである。

また、デジタル入出力制御部47aは、CCD26Aの画素数の場合に相当するデジタルの輝度信号Y及び色信号Cを出力する動作を行うので、これより少ない画素数のCCD26B（及び26C）の場合に対してはデジタル入出力制御部47aからはCCD26Bの画素を越える部分を空読み出した信号部分のない信号（ここではダミー信号）が出力されることになり、フレームメモリ97にはCCD26Bの画素数部分の信号と共に、その画素数を越える部分のダミー信号がフレームメモリ97に格納されることになる。

つまり、このフレームメモリ97には、CCD26B（及び26C）の場合その縦横の一部のメモリセルにはダミーの画素の記憶が行われる。そして、読み出す場合には、DSP制御マイコン36の制御によりその画素数部分のみが読み出され、D／A変換部98でアナログの輝度信号Y及び色信号Cに変換され、さらにRGBエンコーダ99でRGB信号に変換され、映像出力端16から出力される。

この場合、液晶モニタ 4 には C C D 2 6 I の画素数の応じてその表示エリアが変化することになる。

なお、C C D 2 6 B, C C D 2 6 c のようなより画素数が小さい C C D の場合、映像表示されるエリアが小さくなってしまいが、D S P 3 2 に内蔵されたデジタル Z O O M 処理部 4 7 c の Z O O M 倍率を変化させ、T E L E 側に拡大処理して出力することにより、表示エリアを C C D の画素数によらず常にほぼ一定にすることが出来る。このようにすれば、どのような画素数の C C D を使っても映像をフル画面表示することが可能となる。

一般的なインタライン転送方式の標準的な T V 信号用（例えば N T S C や P A L 等）の C C D の場合、画素数大小に応じて水平方向の画素数が変化して、水平方向の解像度が変わる。つまり、より画素数の多い C C D 程、水平解像度を高くすることができる。しかし、垂直方向に関しては画素数の大小によらず、常に一定の画素数となっており、画素数によらず垂直解像度は一定である。これは T V 信号の規格で垂直方向の走査ライン数が決まっているためである。

このように一般的には C C D 2 6 B、C C D 2 6 c のようなより低画素の C C D を本実施例のような D S P 基板 3 0 で駆動した場合、水平方向のみ圧縮された縦長の画像となってしまふ。これを補正するために、Z O O M 処理部 4 7 c の水平方向の倍率のみを T E L E 側に拡大して処理することにより、水平方向に圧縮された映像を伸張して復元し、通常の表示画像、フル画面表示することができる。

この例では、水平方向のみ Z O O M 倍率を変化させることにより、C C D の画素数によらず通常の表示画像の大きさに変更したが、同様に垂直方向の Z O O M 倍率も水平方向と異なる Z O O M 倍率で使用するようになれば、垂直、水平の画素数がどのような構成の C C D を使用しても通常の表示画像、フル画面表示することができる。

また、フル画面にするための Z O O M 倍率を D S P 制御マイコン 3 6 に記憶させておくことができる。このようにしておけば内視鏡 2 B 等の電源を投入する毎に Z O O M 倍率を D S P 3 2 に転送するようすることで、内視鏡装置の電源投入時からフル画面表示させることが可能である。

本実施例によれば、第 3 の実施例の作用効果の他に、異なる画素数の C C D 2

6 I の場合にも同じ D S P 基板 3 0 を採用し、機能調整／拡張回路基板側の構成を一部変更することで対応できる。

(第 5 の実施例)

次に本発明の第 5 の実施例を図 1 4 を参照して説明する。本発明は第 4 の実施例において、さらにフリーズ機能を設けたものである。

本実施例は、例えば第 4 の実施例において、内視鏡 2 A も他の内視鏡 2 B 及び 2 C と同様の機能調整／拡張回路基板 3 1'' を採用する。つまり、画素数が異なる場合にも、図 1 4 に示す内視鏡 2 A の場合 (他の内視鏡 2 B 或いは 2 C も同様) で示す共通の機能調整／拡張回路基板 3 1'' を採用する。

さらに本実施例では、例えば操作部 1 2 等にフリーズスイッチ 9 2 を設け、このフリーズスイッチ 9 2 の操作によるフリーズ指示信号は D S P 制御マイコン 3 6 に入力され、D S P 制御マイコン 3 6 はフレームメモリ 9 7 への書き込みを禁止する。

そして、書き込み禁止直前にフレームメモリ 9 7 に書き込まれた信号を繰り返して出力し、液晶モニタ 4 には静止画を表示する。また、静止画の表示を指示した後に、さらにフリーズスイッチ 9 2 が操作した場合には書き込み禁止を解除して、フレームメモリ 9 7 から動画の信号が出力されるようにする。

本実施例によれば、第 4 の実施例の作用効果の他に、異なる画素数の C C D 2 6 I の場合にも共通の D S P 基板 3 0 と、共通の機能調整／拡張回路基板 3 1'' により対応できると共に、静止画の表示も可能になる。

なお、第 4 の実施例においても、フレームメモリ 9 7 を採用した内視鏡 2 B 或いは 2 C の場合には静止画を表示する機能を付加できる。

なお、異なる画素数の C C D の場合には第 4 或いは第 5 の実施例では共通の D S P 基板 3 0 を採用しているが、以下のようにして対応しても良い。D S P 3 2 に供給する水晶発振回路 5 9 を画素数毎に用意し、切換えて D S P 3 2 に供給する。また、D S P 基板 3 0 側に D / A 変換回路 5 1 の帯域制限用アナログ L P F を画素数毎にその特性に最適化したものを複数用意し、切り換えて使用する。このようにすればどの画素数の C C D でも最適な駆動周波数で駆動できるため、第 4 の実施例のように表示エリアが変化せず、常にフル画面状態にすることができ

る。

また、機能調整／拡張回路基板 3 1 側に DSP 制御マイコン 3 6 のソフトの変更及び CCD 駆動回路の定数の変更等を行って対応するようにしても良い。

なお、この他に、光源装置による照明光の光量制御を撮像された信号の輝度レベルの平均値等で自動的に目標とする輝度レベル値に設定する自動調光機能を設けるようにしても良い。

なお、上述した各実施例等を部分的等で組み合わせて構成される実施の形態等も本発明に属する。

本発明においては、広い範囲において異なる実施態様が、発明の精神及び範囲から逸脱することなく、本発明に基づいて、構成できることは明白である。本発明は、添付のクレームによって限定される以外には、その特定の実施態様によって制約されない。

WHAT IS CLAIMED IS:

1. 内視鏡装置は、以下を含む：

内視鏡の挿入部の先端に設けた固体撮像素子；

前記固体撮像素子を駆動し、該固体撮像素子の出力信号に対して標準の映像信号を生成する前記内視鏡の内部に設けた信号処理回路；

この信号処理回路は、

前記固体撮像素子を駆動する駆動信号発生機能と、前記固体撮像素子の出力信号に対して信号処理して標準の映像信号を出力する信号処理機能とを有する汎用映像信号処理回路；

前記汎用映像信号処理回路と接続され、前記挿入部の先端に設けた固体撮像素子に適合する信号処理を行うために、前記汎用映像信号処理回路における駆動信号処理機能及び信号処理機能との少なくとも一方を変更する機能変更回路を有する内視鏡用機能調整回路；

を有している。

2. 内視鏡装置は、以下を含む：

内視鏡に内蔵した固体撮像素子を駆動する駆動信号発生機能と、前記固体撮像素子の出力信号に対して信号処理して標準の映像信号を出力する信号処理機能とを有する汎用映像信号処理回路；

前記汎用映像信号処理回路と接続され、前記固体撮像素子を内蔵する内視鏡に応じて、前記汎用映像信号処理回路における駆動信号処理機能及び信号処理機能との少なくとも一方を変更する機能変更回路を有する内視鏡用機能調整回路。

3. 内視鏡に内蔵された固体撮像素子を駆動すると共に、該固体撮像素子の出力信号に対して信号処理して標準の映像信号を出力する汎用映像信号処理回路と接続される内視鏡用機能調整回路は、以下を含む：

前記固体撮像素子を内蔵する内視鏡に応じて、前記汎用映像信号処理回路における駆動信号処理機能及び信号処理機能との少なくとも一方を変更する機能変更回路。

4. クレーム 1 または 2 の内視鏡装置であって、

前記内視鏡用機能調整回路は、前記固体撮像素子と信号処理回路とを接続する

信号ケーブルによる信号遅延の影響を解消するための遅延量調整回路を有する。

5. クレーム 1 または 2 の内視鏡装置であって、

前記内視鏡は光源装置と着脱自在であり、前記内視鏡用機能調整回路は少なくとも前記光源装置に内蔵されらランプの発光波長分布を考慮したホワイトバランス状態に設定するホワイトバランス調整回路を有する。

6. クレーム 1 または 2 の内視鏡装置であって、

前記内視鏡用機能調整回路は前記固体撮像素子の画素数が異なる場合にも、標準的な映像信号を生成する画素数変化対応の調整回路を有する。

7. クレーム 1 または 2 の内視鏡装置であって、

前記内視鏡用機能調整回路は静止画の映像信号を出力する機能を有する。

8. クレーム 1 または 2 の内視鏡装置であって、

前記内視鏡用機能調整回路は挿入部に設けた湾曲部を電氣的に湾曲させる電動湾曲機能を有する。

9. クレーム 1 または 2 の内視鏡装置であって、

前記汎用映像信号処理回路と前記内視鏡用機能調整回路とは前記内視鏡の挿入部長が異なる場合にもそれぞれ共通の回路構成である。

10. クレーム 1 または 2 の内視鏡装置であって、

前記汎用映像信号処理回路と前記内視鏡用機能調整回路とは、前記固体撮像素子の画素数が異なる場合にもそれぞれ共通の回路構成である。

ABSTRACT OF THE DISCLOSURE

内視鏡は挿入部を有し、この挿入部の先端部にはＣＣＤが配置され、挿入部の手元側に接続した操作部内には映像信号を生成するＣＣＵ部を備え、このＣＣＵ部は通常の映像信号を生成する機能を備えた汎用のＤＳＰ基板と、ＣＣＤに接続された信号線等の長さによる信号遅延を補正する機能調整／拡張回路基板とを有して、挿入部の長が異なる複数種の内視鏡に対して、共通のＤＳＰ基板と、共通の回路構成の機能調整／拡張回路基板とで対応できる。